



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 54 660.6

Anmeldetag: 22. November 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

Bezeichnung: Verfahren zur Korrektur des B₁-Felds bei
MR-Messungen

IPC: G 01 R 33/36

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 1. August 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

A handwritten signature in black ink, likely belonging to the President of the German Patent and Trademark Office.

Klostermeyer

Beschreibung

Verfahren zur Korrektur des B_1 -Felds bei MR-Messungen

5 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Korrektur der Feldstärke von Hochfrequenzpulsen, welche bei einer Magnetresonanzmessung von einer Antenne einer Magnetresonanz-Messeinrichtung ausgesendet werden. Darüber hinaus betrifft die Erfindung eine entsprechende Magnetresonanz-Messeinrichtung.

10

Bei der Magnetresonanztomographie, auch Kernspintomographie genannt, handelt es sich um eine inzwischen weitverbreitete Technik zur Gewinnung von Bildern des Körperinneren eines lebenden Untersuchungsobjekts. Um mit diesem Verfahren ein Bild
15 zu gewinnen, muss zunächst der Körper bzw. der zu untersuchende Körperteil des Untersuchungsobjekts einem möglichst homogenen statischen Grundmagnetfeld ausgesetzt werden, welches von einem Grundfeldmagneten der Magnetresonanz-Messeinrichtung erzeugt wird. Diesem Grundmagnetfeld werden
20 während der Aufnahme der Magnetresonanzbilder schnellgeschaltete Gradientenfelder zur Ortskodierung überlagert, die von sog. Gradientenspulen erzeugt werden. Es werden dann mit Hochfrequenzantennen Hochfrequenzpulse einer definierten Feldstärke in das Untersuchungsobjekt eingestrahlt. Die magnetische Flussdichte dieser Hochfrequenzpulse wird üblicherweise mit B_1 bezeichnet, das pulsförmige Hochfrequenzfeld wird im allgemeinen auch kurz B_1 -Feld genannt. Mittels der Hochfrequenzpulse werden im Untersuchungsobjekt Magnetresonanzsignale ausgelöst, welche von Hochfrequenzempfangsantennen
30 aufgenommen werden. Bei den Empfangsantennen kann es sich entweder um die gleichen Antennen handeln, mit denen auch die Hochfrequenzpulse ausgestrahlt werden, oder um separate Empfangsantennen. Die Magnetresonanzbilder des Untersuchungsobjekts werden dann auf Basis der empfangenen Magnetresonanzsignale erstellt. Jeder Bildpunkt im Magnetresonanzbild ist
35 dabei einem kleinen Körpervolumen, einem sogenannten „Voxel“, zugeordnet. Jeder Helligkeits- oder Intensitätswert der Bild-

punkte ist mit der aus diesem Voxel empfangenen Signalamplitude des Magnetresonanzsignals verknüpft. Die Stärke des Magnetresonanzsignals hängt dabei unter anderem auch von der Stärke des eingestrahlten B_1 -Feldes ab. Schwankungen in der Feldstärke des anregenden B_1 -Feldes führen somit zu unbeabsichtigten Änderungen im empfangenen Magnetresonanzsignal, die das Messergebnis verfälschen können.

Üblicherweise sind die Sendeantennen in Magnetresonanzeinrichtungen als resonante Antennen aufgebaut. Durch unterschiedliche Lasten werden derartige Antennen unterschiedlich bedämpft, was bei konstanter Speiseleistung zu unterschiedlichen hohen Hochfrequenzfeldstärken führt. Die auf die Antenne wirkende Last hängt dabei unter anderem wesentlich von der Position des Untersuchungsobjekts im Bezug zur Antenne ab. Folglich führen eine Neupositionierung eines Patienten zwischen zwei Magnetresonanzmessungen innerhalb einer Untersuchung oder eine unbeabsichtigte Bewegungen des Patienten selbst zwangsläufig zu einer Veränderung der Antennenlast und somit bei gleicher Speiseleistung zu einer Veränderung des B_1 -Feldes. Aus diesem Grund wird üblicherweise bei jeder Neupositionierung eines Patienten eine neue Justage der Sendeleistung durchgeführt, um das B_1 -Feld wieder auf den richtigen Wert einzustellen. Eine solche Justagemessung ist relativ aufwändig. In der Regel wird hierzu die Sendeleistung solange modifiziert, bis bei einer vorgegebenen Dauer der Sendepulse sich durch den Einfluss eines Hochfrequenzpulses ein bestimmter, exakt messbarer Flipwinkel zwischen der Kernmagnetisierung und dem homogenen magnetischen Grundfeld einstellt. Bei bekanntem Flipwinkel und bekannter Pulsdauer lässt sich dann das tatsächlich bei der betreffenden Sendeleistung vorliegende B_1 -Feld ermitteln. In der Regel erfolgt dabei die Eichung auf einen Flipwinkel α von 180° , d. h. in einer Stellung, in der die Kernmagnetisierung dem statischen Magnetfeld entgegengerichtet ist, da in diesem Fall keine Magnetfeldkomponente quer zum magnetischen Grundfeld vorliegt. Genau diese Quermagnetisierung lässt sich aber über das in der Hochfre-

quenzspule induzierte Signal (freier Induktionsabfall, free induction decay, FID) unmittelbar nach Beendigung des anregenden HF-Impulses leicht nachweisen. Daher muss zur Justage des B_1 -Feldes lediglich die Sendeleistung so lange variiert werden, bis das empfangene FID-Signal gleich Null ist.

Ein Problem bei diesem Verfahren besteht darin, dass bei vielen Messungen, insbesondere bei Ganzkörperscans, wie beispielsweise bei Messungen, bei denen unter Verwendung von Kontrastmitteln Blutgefäße von der Körpermitte bis hinab in die Beine dargestellt werden sollen, ein schneller Messablauf zwingend erforderlich ist. Bei solchen schnell durchzuführenden Messungen sind aufwändige Sendeleistungsjustagen bei jeder Neupositionierung des Patienten aus Zeitgründen nicht durchführbar. Auf die Justagen wird daher oft auf Kosten der Bildqualität verzichtet.

Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Korrekturverfahren bzw. eine Magnetresonanzeinrichtung zu schaffen, mit denen auch ohne die vorgenannten Justagemessungen während einer Untersuchung die Feldstärke der Hochfrequenzpulse, d.h. das B_1 -Feld, weitgehend konstant gehalten werden kann.

Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren gemäß Patentanspruch 1 und durch eine Magnetresonanz-Messeinrichtung gemäß Patentanspruch 10 gelöst.

Die Magnetresonanz-Messeinrichtung weist hierzu erfindungsgemäß eine Regeleinrichtung auf. Mit Hilfe dieser Regeleinrichtung wird der in der Antenne beim Aussenden der Hochfrequenzpulse fließende Strom durch Variation der in die Antenne eingespeisten elektrischen Leistung auf einen vorgegebenen Sollwert geregelt. Hierbei wird die Tatsache ausgenutzt, dass die Veränderung der Last an der Antenne eine entsprechende Veränderung des Verlustwiderstands der Antenne bewirkt. Dies würde ohne eine Korrektur der Speiseleistung zu einer entsprechenden Veränderung des Stroms führen. Dagegen ist das B_1 -Feld

unabhängig von der Last immer proportional zum Strom. D. h. in einer sehr guten Näherung ist ein konstanter Strom in der Sendeantenne gleichbedeutend mit einem konstanten B_1 -Feld. Durch die Regelung des Stroms auf einen vorgegebenen Sollwert
5 durch eine entsprechende Korrektur der Speiseleistung kann folglich auf einfache Weise erreicht werden, dass ein entsprechend konstantes B_1 -Feld ausgestrahlt wird.

Die benötigte Sendeleistung muss damit bei einer Tischverschiebung während der Untersuchung nicht wie bisher üblich über ein entsprechendes Magnetresonanzexperiment nachkorrigiert werden. Stattdessen erfolgt eine permanente Korrektur direkt über die Regelung des Stroms. Diese Korrektur läuft dabei nicht in einer eigenständigen Sequenz, sondern parallel
15 zur laufenden Messung ohne Verlängerung der Messzeit. Es muss lediglich vor Beginn der eigentlichen bildgebenden Messung eine Grundjustage der Speiseleistung bei einer Patientenposition durchgeführt werden. Hierzu kann außer dem eingangs bereits genannten Justageverfahren auch jedes andere geeignete
20 Verfahren genutzt werden.

Bei einer vereinfachten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens wird der Strom während der gesamten Magnetresonanzmessung auf einem konstanten Wert gehalten. D. h. es wird
5 der Strom als Sollwert angenommen, welcher bei der Grundjustage der Speiseleistung vor Beginn der eigentlichen Messung eingestellt wurde. Eine solche Regelung des Stroms auf einen konstanten Wert ist relativ einfach durchführbar.

30 Bei hohen Frequenzen von beispielsweise über 50 MHz wird die Feldstärke im Inneren des Körpers zusätzlich ortsabhängig durch Wirbelströme und dielektrische Verschiebungsströme modifiziert. Dieser Effekt kann durch eine einfache Regelung des Antennenstroms auf einen konstanten Wert nicht korrigiert
35 werden. Solche im Untersuchungsobjekt während der Messung auftretenden Ströme hängen aber in ähnlicher Weise von dem im Feld befindlichen Körpervolumen ab wie die Antennenbelastung

selbst. Bei einem bevorzugten Ausführungsbeispiel werden daher die während der Magnetresonanzmessung in der Antenne auftretenden Stromänderungen bei der Regelung um ein bestimmtes Maß unter- oder überkompensiert, um den Einfluss der innerhalb des Untersuchungsobjekts während der Messung auftretenden Ströme auf die Feldstärke der Hochfrequenzpulse zumindest teilweise auszugleichen. Dies ist beispielsweise möglich, indem der Sollwert in Abhängigkeit vom aktuell ermittelten Strom-Istwert - welcher ja ein Maß für die Belastung der Antenne ist - variiert wird. Hierzu kann beispielsweise der Sollwert um einen bestimmten empirisch ermittelten Faktor in Abhängigkeit vom aktuell ermittelten Istwert herauf- oder heruntergesetzt werden. Zur Ermittlung solcher Kompensationsfaktoren können zuvor mehrere Versuchsreihen mit unterschiedlichen Untersuchungsobjekten bzw. Probanden durchgeführt werden. Nachdem die Kompensationsfaktoren einmal festgelegt sind, ist auf relativ einfache Weise mit dem erfindungsgemäßen Verfahren eine relativ gute Kompensation der im Untersuchungsobjekt auftretenden zusätzlichen Ströme möglich.

Bei einer weiteren, besonders bevorzugten Ausführungsform erfolgt die Regelung des Stroms phasensensitiv, d. h. es wird nicht nur die Amplitude, sondern auch die Phase des Stroms geregelt. Auf diese Weise können vom Patienten beispielsweise durch unbeabsichtigte Annäherung von Körperteilen an die Antenne verursachte Änderungen der Eigenresonanzfrequenz der Antenne kompensiert werden. Da Phasenänderungen im B_1 -Feld während einer Messung die Ergebnisse verfälschen würden, ist eine solche phasensensitive Regelung des Stroms bzw. B_1 -Felds insbesondere bei Messungen im Rahmen einer funktionellen Magnetresonanzbildgebung (fMRI) sinnvoll, mit der Informationen über die Aktivitäten in menschlichen und tierischen Organen erhalten werden sollen und bei der folglich insbesondere Änderungen des empfangenen Magnetresonanzsignals ausgewertet werden müssen.

Zur Regelung des Stroms auf einen Sollwert ist es lediglich erforderlich, eine dem Strom proportionale passende Rückführgröße zu ermitteln und diese einer Regeleinrichtung zuzuführen, welche die in die Antenne eingespeiste Leistung passend variiert. Zur Ermittlung einer passenden Rückführgröße gibt es verschiedene Möglichkeiten.

Bei einem bevorzugten Ausführungsbeispiel wird eine Anzahl von Feldsonden verwendet, welche in der Nähe der Antenne angeordnet und ausgangsseitig mit der Regeleinrichtung verbunden sind. In diese Feldsonden wird in Abhängigkeit von dem von der Antenne ausgestrahlten Feld eine Spannung induziert, welche dem Feld und somit dem Strom in der Antenne proportional ist. Die in den Feldsonden induzierten Spannungen werden als Ausgangssignale an die Regeleinrichtung übermittelt. Unter dem Begriff „in der Nähe der Antenne“ ist hierbei zu verstehen, dass sich die Feldsonden im Sendebereich der Antenne, d. h. nahe genug an der Antenne befinden, damit ein ausreichend hohes Spannungssignal in den Sonden induziert wird. Dabei können sich die Feldsonden sowohl außerhalb als auch innerhalb eines Antennenraums befinden.

Prinzipiell kann zur Ermittlung der Rückführgröße eine einzelne Feldsonde verwendet werden. Vorzugsweise werden aber zumindest zwei passend unter einem bestimmten Winkel zueinander an der Antenne angeordnete Feldsonden verwendet, um die beiden linear polarisierten Komponenten eines von der Antenne ausgesandten zirkular polarisierten Felds zu ermitteln. Die Feldsonden sind dabei vorzugsweise über einen Phasenschieber mit der Regeleinrichtung verbunden, welcher die Ausgangssignale der Feldsonden unter Bildung eines gemeinsamen Rückführsignals überlagert. Die Phasenverschiebung der Ausgangssignale der Feldsonden muss dabei entsprechend der Winkelanordnungen der Feldsonden zueinander gewählt sein. D. h. bei Verwendung zweier Feldsonden, welche im 90° -Winkel zueinander stehen, müssen die Ausgangssignale entsprechend mit einem 90° -Phasenschieber zusammengefasst werden und beispielsweise bei

einer Verwendung dreier Sonden, welche jeweils im Winkel von 120° zueinander stehen, müssten dementsprechend 120° -Phasenschieber verwendet werden u.s.w.

- 5 Die Verwendung von zumindest zwei Sonden für die beiden linear polarisierten Komponenten ist bei zirkular polarisierten Sendeantennen sinnvoll, um so auch die Abweichung in der Zirkularität und den damit verbundenen Einfluss auf die benötigte Sendeamplitude erfassen zu können.

10

Da sich die Körpergeometrie einer zu untersuchenden Person am stärksten in der horizontalen und vertikalen Achse unterscheidet und damit für diese Richtungen unterschiedliche Lasten darstellt, werden die Feldsonden besonders bevorzugt unter einem Winkel von 0° , 90° , 180° und/oder 270° bezüglich einer horizontalen Schnittebene durch die zu untersuchende Person angeordnet. Die Feldsonden werden dabei bevorzugt außerhalb der Antenne angebracht, um zu vermeiden, dass sich die Sondenzuleitungen mit den Antennenstrukturen überkreuzen.

20

Bei einem weiteren Ausführungsbeispiel werden die Rückführsignale für die Strom-Regelung mit Hilfe von in den Antennenzuleitungen angeordneten Richtkopplern ermittelt. Bei einer Antenne mit nur einer Zuleitung wird dementsprechend nur ein Richtkoppler benötigt. Bei einer Antenne mit mehreren Zuleitungen und einer entsprechenden Anzahl von Richtkopplern sind die Richtkoppler ausgangsseitig jeweils wieder mit passenden Phasenschiebern verbunden, so dass die ausgekoppelten Signale der Richtkoppler passend phasenverschoben zueinander überlagert werden. Mit Hilfe solcher im Sendepfad geschalteten Richtkoppler werden die eingespeisten und die reflektierten Spannungen an der Antenne erfasst. Über eine Transformation auf der Leitung werden somit indirekt die Verhältnisse am Speisepunkt der Antenne erfasst. Da die allein von der Antennegeometrie abhängige Induktivität während der Messung konstant bleibt, ist auch die im Richtkoppler induzierte Spannung proportional zum Strom in der Antenne, und es kann folg-

30

35

lich direkt aus dem induzierten Spannungssignal des Richtkopplers auf die Ströme in der Antenne geschlossen werden.

Die Erfindung wird im Folgenden unter Hinweis auf die beige-
5 fügt Figuren anhand von Ausführungsbeispielen noch einmal
näher erläutert. In den Figuren sind jeweils gleiche Komponenten mit den gleichen Bezugsziffern versehen. Es zeigen:

Figur 1 einen Prinzipschaltplan einer die Antenne einer er-
10 findungsgemäßen Magnetresonanz-Messeinrichtung mit Hochfrequenzpuls-
versorgenden Schaltung mit einer Regeleinrichtung gemäß einem ersten Ausführungsbeispiel,

Figur 2 einen Prinzipschaltplan einer die Antenne einer er-
15 findungsgemäßen Magnetresonanz-Messeinrichtung mit Hochfrequenzpuls-
versorgenden Schaltung mit einer Regeleinrichtung gemäß einem zweiten Ausführungsbeispiel,

Figur 3 einen Prinzipschaltplan einer die Antenne einer er-
20 findungsgemäßen Magnetresonanz-Messeinrichtung mit Hochfrequenzpuls-
versorgenden Schaltung mit einer Regeleinrichtung gemäß einem dritten Ausführungsbeispiel,

Figur 4 einen Prinzipschaltplan einer die Antenne einer er-
25 findungsgemäßen Magnetresonanz-Messeinrichtung mit Hochfrequenzpuls-
versorgenden Schaltung mit einer Regeleinrichtung gemäß einem vierten Ausführungsbeispiel.

In allen Ausführungsbeispielen wird jeweils davon ausgegan-
30 gen, dass es sich bei der Antenne 1 um eine in Magnetresonanz-Messeinrichtungen üblicherweise genutzte Sendeantenne 1 vom sogenannten „Birdcage-Typ“ handelt. Diese Antennen 1 sind nach Art eines Vogelkäfigs aufgebaut und weisen eine zylindrische Form mit zwei endseitigen Endringen 3 und zwischen den
35 Endringen 3 parallel verlaufenden Längsstäben 2 auf. In die Endringe 3 sind jeweils zwischen zwei parallel laufenden Längsstäben 2 kapazitive Elemente geschaltet. Mit derartigen

Antennen 1 können relativ homogene, quer zur Zylinderachse A der Antenne 1 verlaufende zirkular polarisierte B_1 -Felder erzeugt werden.

5 Während einer Untersuchung wird ein Patient P entlang der Zylinderachse A der Antenne 1 im Innenraum der Antenne 1 positioniert, wobei zwischen zwei einzelnen Aufnahmen die Position des Patienten P entlang der Zylinderachse A verändert werden kann, um unterschiedliche Körperbereiche des Patienten P
10 zu untersuchen. Hierzu befindet sich der Patient üblicherweise auf einer innerhalb einer Ebene E angeordneten Untersuchungsliege (nicht dargestellt), die in Richtung der Zylinderachse A verschiebbar ist. Durch die Veränderung der Position des Patienten P wird automatisch die Last der Antenne 1
15 verändert und somit die Antenne 1 unterschiedlich bedämpft.

Würde über die Eingangsleitungen 12, 13 in die Antenne 1 eine konstante Leistung eingespeist, so würde sich mit der Variation der Dämpfung auch der in der Antenne 1 fließende Strom I
20 und somit die Feldstärke, d. h. die magnetische Flussdichte der Hochfrequenzpulse, die von der Antenne 1 ausgesendet werden, verändern. Um dies zu vermeiden, wird bei den dargestellten Ausführungsbeispielen der Erfindung der Strom I in der Antenne 1 jeweils durch Variation der Sendeleistung auf
25 einen konstanten Wert geregelt.

Hierzu wird bei dem Ausführungsbeispiel gemäß Figur 1 mittels zweier Feldsonden 4, 5 (auch Pickup-Sonden genannt) ein Rückführsignal RS ermittelt, welches proportional zu dem in der
30 Antenne 1 fließenden Strom I ist. Diese Feldsonden 4, 5 sind hier außerhalb der Antenne 1 in der Nähe der Endringe 3 angebracht. Dies hat den Vorteil, dass sich die Sondenzuleitungen mit den Antennenstrukturen nicht überkreuzen. Prinzipiell können die Feldsonden 4, 5 aber auch in der Nähe der Längsstäbe 2
35 angeordnet sein.

Beim Aussenden der Hochfrequenzpulse durch die Antenne 1 wird in den Sonden 4, 5 eine Spannung induziert, welche proportional zum Strom I in der Antenne 1 ist. Die beiden Sonden 4, 5 sind dabei unter 90° zueinander an dem in der Figur vorderen Endring 3 der Antenne 1 so angeordnet, dass die beiden Ausgangssignale S_1 , S_2 der beiden Sonden 4, 5, d. h. die induzierten Spannungen, jeweils proportional zu den linear polarisierten Komponenten des von der Antenne 1 ausgesendeten, insgesamt zirkular polarisierten Feldes sind. Die beiden Ausgangssignale S_1 , S_2 werden mittels eines 90° Phasenschiebers einander überlagert und bilden so ein gemeinsames Rückführsignal RS .

Dieses Rückführsignal RS wird in einem Demodulator 10 in ein Gleichspannungssignal umgewandelt. Das Gleichspannungssignal wird dann innerhalb eines Vergleichers 11 mit einem Führungssignal bzw. Führungswert FS verglichen, welcher letztendlich einen dem Rückführsignal RS entsprechenden Sollwert für den einzustellenden Strom I bildet. Am Ausgang des Vergleichers 11 liegt dann eine Regeldifferenz an, welche über einen Amplitudenmodulator 8 mit dem eingehenden Hochfrequenzsteuersignal HF verknüpft wird. Dadurch wird das Hochfrequenzsteuersignal HF in der passenden Richtung so beeinflusst, dass die in die Antenne 1 eingespeiste Leistung derart verändert wird, dass der Strom I in der Antenne 1 konstant bleibt. Das vom Amplitudenmodulator 8 ausgehende Hochfrequenzsteuersignal HF wird vor der Antenne 1 in üblicher Weise mit einem HF-Leistungsverstärker 7 verstärkt und über einen 90° -Koppler (90° -Hybrid) 6 aufgeteilt, so dass in die Antenne 1 über die Antennenzuleitungen 12, 13 passend zueinander zwei um 90° phasenverschobene HF-Signale eingespeist werden, um insgesamt ein zirkular polarisiertes B_1 -Feld zu erzeugen.

Die Modulation der von den Sonden 4, 5 kommenden Ausgangssignale S_1 , S_2 bzw. des gemeinsamen Rückführsignals RS , der Vergleich mit dem Führungssignal FS und die Korrektur des Sende-

signals können dabei mit analogen und/oder digitalen Mitteln erfolgen.

Figur 2 zeigt ein lediglich geringfügig verändertes Ausführungsbeispiel der Schaltung gemäß Figur 1. Auf die Darstellung der Antenne 1 und des Untersuchungsobjekts P ist hier verzichtet worden. Die Antenne 1 kann identisch zu dem Ausführungsbeispiel gemäß Figur 1 ausgebildet sein.

Im Unterschied zu dem Ausführungsbeispiel gemäß Figur 1 werden hier jedoch keine Feldsonden 4, 5 zur Ermittlung eines Rückführsignals verwendet. Stattdessen sind in die Antennenzuleitungen 12, 13 Richtkoppler 14, 15 geschaltet, welche jeweils aus der auf der betreffenden Antennenzuleitung 12, 13 hin- und rücklaufenden Welle ein Signal S_{3a} , S_{3b} , S_{4a} , S_{4b} auskoppeln. Die der hin- bzw. rücklaufenden Welle entsprechenden Auskoppelsignale S_{3a} , S_{3b} , S_{4a} , S_{4b} eines Richtkopplers 14, 15 werden jeweils in Addierern 16, 17 addiert, wobei zuvor das der rücklaufenden Welle entsprechende Signal S_{3a} , S_{4a} in einem Phasenschieber 18, 19 um einen Winkel phasenverschoben wird, der gerade die Phasenverschiebung kompensiert, die die Sendesignale auf dem Weg vom Richtkoppler zur Antenne und zurück erfahren. Hierzu tragen sowohl die Laufzeiten auf den Verbindungskabeln als auch die Phasenverschiebungen in den Antennenanpassnetzwerken bei. Am Ausgang des jeweiligen Addierers 16, 17 liegt dann ein Signal (S_3 , S_4) vor, das proportional zur Spannung am zugehörigen Einspeisepunkt der betreffenden Zuleitung 12, 13 an der Antenne 1 ist. Die beiden Signale S_3 , S_4 werden dann über einen 90° -Phasenschieber 9 miteinander verkoppelt und bilden so ein Rückführsignal RS' zur Regelung des Stroms I der Antenne 1 auf einen konstanten Wert. Die weitere Verarbeitung dieses Rückführsignals RS' erfolgt analog zu dem Ausführungsbeispiel in Figur 1. Ebenso erfolgt in gleicher Weise die Beeinflussung des Hochfrequenzsteuersignals HF in Abhängigkeit vom Rückführsignal RS' .

Figur 3 zeigt eine Variante, bei der nicht nur die Amplitude, sondern auch die Phase des Stroms I ausgewertet und bei der Regelung berücksichtigt wird. Mit einer solchen Regelung können auch vom Patienten bewirkte Änderungen der Antennenresonanzfrequenz kompensiert werden. Solche Antennenresonanzfrequenzänderungen können z. B. dadurch auftreten, dass der sich innerhalb der Antenne 1 gelagerte Patient bewegt und beispielsweise eine Hand o. Ä. näher an die Antenne 1 bewegt.

Bei dem Ausführungsbeispiel gemäß Figur 3 wird davon ausgegangen, dass das Rückführungssignal RS wie bei dem Ausführungsbeispiel gemäß Figur 1 mittels an der Antenne 1 angeordneten Feldsonden 4, 5 ermittelt wird. Dabei werden wie auch hier die von den Sonden kommenden Ausgangssignale S_1 , S_2 zunächst über einen 90° -Phasenschieber 9 zur Bildung eines gemeinsamen Rückführsignals RS einander überlagert.

Dieses Rückführsignal RS enthält bereits die Informationen sowohl über die Amplitude als auch über die Phase des Stroms I. Das Rückführsignal RS wird daher aufgeteilt und zum einen wie im Ausführungsbeispiel gemäß Figur 1 auf einen Demodulator 10 gegeben, so dass hieraus ein Gleichspannungssignal erzeugt wird, das mit dem Führungswert FS im Vergleich 11 verglichen wird. In üblicher Weise wird dann das Ausgangssignal des Vergleichers 11 dazu genutzt, um über einen Amplitudenmodulator 8 das Hochfrequenzsteuersignal HF in geeigneter Weise zu beeinflussen.

Außerdem wird das Rückführsignal RS auf einen Eingang eines Phasenvergleichers 22 gegeben, in dem das Rückführsignal RS mit der Phase des ankommenden Hochfrequenzsteuersignals HF verglichen wird. Das Differenzsignal wird dann auf den Eingang eines Reglers 21 gegeben, welcher einen Phasenschieber 20 ansteuert, der zwischen dem Amplitudenmodulator 8 und dem Leistungsverstärker 7 in der Zuleitung für das Hochfrequenzsteuersignal HF zur Antenne 1 angeordnet ist. In diesem Phasenschieber 20 wird dann entsprechend die Phase des eingehenden

den Hochfrequenzsteuersignals HF in der richtigen Weise modifiziert, um die Änderung der Antennenresonanzfrequenz und die damit einhergehende Phasenänderung in der Antenne 1 zu kompensieren.

5

Figur 4 zeigt ein weiteres Ausführungsbeispiel, welches im Wesentlichen wie das Ausführungsbeispiel gemäß Figur 3 aufgebaut ist. Der einzige Unterschied zwischen den beiden Ausführungsbeispielen besteht darin, dass hier auch das Führungssignal FS aus dem Hochfrequenzsteuersignal HF selbst erzeugt wird. Hierzu wird der für den Phasenvergleich 22 ausgekoppelte Teil des Hochfrequenzsteuersignals HF gleichzeitig auch auf einen Gleichrichter 23 gegeben, welcher das Hochfrequenzsteuersignal HF gleichrichtet und ausgangsseitig das gewünschte Führungssignal FS für den Vergleich 11 erzeugt. Das ohnehin einzuspeisende Hochfrequenzsteuersignal HF eignet sich besonders gut als Amplitudensollwert, da es sich hier um ein sehr genaues Signal handelt, welches exakt die für die Aussendung der richtigen Hochfrequenzpulse benötigte Pulsform aufweist.

10
15
20

Neben den in den Figuren dargestellten und zuvor beschriebenen Varianten steht es im Ermessen des Fachmanns, das erfindungsgemäße Verfahren bzw. die erfindungsgemäße Magnetresonanz-Messeinrichtung in verschiedener Weise zu variieren, ohne den Rahmen der Erfindung zu verlassen. So kann beispielsweise anstelle einer Birdcage-Antenne auch eine andere Antennenform verwendet werden. Ebenso kann auch in einem einfachen Ausführungsbeispiel nur eine einzelne Sonde verwendet werden, um ein Rückführsignal zu erzeugen, oder es kann eine größere Anzahl von Sonden verwendet werden. Insbesondere ist auch eine Kombination der verschiedenen Ausführungsbeispiele möglich, beispielsweise eine Auskopplung des Rückführsignals über einen bzw. mehrere Richtkoppler und eine anschließende phasensensitive Regelung.

25
30
35

Patentansprüche

1. Verfahren zur Korrektur der Feldstärke von Hochfrequenzpuls-
5 pulsen, welche bei einer Magnetresonanz-Messung von einer Antenne (1) einer Magnetresonanz-Messeinrichtung ausgesendet werden, dadurch gekennzeichnet, dass der in der Antenne (1) beim Aussenden der Hochfrequenzpulse fließende Strom (I) durch Variation einer in die Antenne (1) eingespeisten Leistung auf einen vorgegebenen Sollwert geregelt
10 wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Strom (I) während der Magnetresonanz-Messung auf einem konstanten Wert gehalten wird.
15
3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass während der Magnetresonanz-Messung in der Antenne (1) auftretende Stromänderungen bei der Regelung unter- oder überkompensiert werden, um den Einfluss von innerhalb des Untersuchungsobjekts (P) während der Messung auftretenden Strömen auf die Feldstärke der Hochfrequenzpulse zumindest teilweise auszugleichen.
20
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass vor Beginn einer Messung eine Grundjustage der Speiseleistung erfolgt.
25
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Regelung des in der Antenne (1) fließenden Stroms (I) phasensensitiv erfolgt.
30
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass ein Rückführungssignal (RS) für die Regelung des in der Antenne (1) fließenden Stroms (I) mit
35 Hilfe einer in der Nähe der Antenne (1) angeordneten Feldsonde (4, 5) ermittelt wird.

7. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass das Rückführsignal (RS) durch eine phasenverschobene Überlagerung der Ausgangssignale (S_1 , S_2) zumindest zweier unter einen passenden Winkel zueinander angeordneter Feldsonden (4, 5) gebildet wird.

8. Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Feldsonden (4, 5) unter einem Winkel von 0° und/oder 90° und/oder 180° und/oder 270° bezüglich einer horizontalen Schnittebene (E) durch eine zu untersuchende Person (P) angeordnet sind.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass ein Rückführungssignal (RS') für die Regelung des in der Antenne (1) fließenden Stroms (I) mit Hilfe von Richtkopplern (14, 15) ermittelt wird, welche in Zuleitungen (12, 13) der Antenne (1) angeordnet sind.

10. Magnetresonanz-Messeinrichtung mit einer Antenne (1) zur Aussendung eines Hochfrequenzpulses, gekennzeichnet durch eine Regeleinrichtung zur Regelung des in der Antenne (1) fließenden Stroms (I) auf einen vorgegebenen Sollwert durch Variation einer in die Antenne (1) eingespeisten Leistung.

11. Magnetresonanz-Messeinrichtung nach Anspruch 11, gekennzeichnet durch eine in der Nähe der Antenne (1) angeordnete Feldsonde (4, 5), welche mit der Regeleinrichtung verbunden sind und eine von der Antenne (1) in der betreffenden Feldsonde (4, 5) induzierte Spannung als Ausgangssignal (S_1 , S_2) an die Regeleinrichtung übermittelt.

12. Magnetresonanz-Messeinrichtung nach Anspruch 11, gekennzeichnet durch zumindest zwei Feldsonden (4, 5) zur Ermittlung von zwei linear polarisierten Komponenten eines von der Antenne (1) ausgesandten, zirkular polarisierten Feldes.

13. Magnetresonanz-Messeinrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Feldsonden (4, 5) über einen Phasenschieber (9) mit der Regeleinrichtung verbunden sind, welcher die Ausgangssignale (S_1 , S_2) der Feldsonden (4, 5) unter Bildung eines gemeinsamen Rückführsignals (RS) einander überlagert.

14. Magnetresonanz-Messeinrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Feldsonden (4, 5) unter einem Winkel von 0° und/oder 90° und/oder 180° und/oder 270° bezüglich einer horizontalen Schnittebene (E) durch eine zu untersuchende Person (P) angeordnet sind.

15. Magnetresonanz-Messeinrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass die Feldsonden (4, 5) außerhalb der Antenne (1) angeordnet sind.

16. Magnetresonanz-Messeinrichtung nach einem der Ansprüche 10 bis 15, gekennzeichnet durch in den Antennenzuleitungen (12, 13) angeordnete Richtkoppler (14, 15), welche mit der Regeleinrichtung verbunden sind.

Zusammenfassung

Verfahren zur Korrektur des B_1 -Felds bei MR-Messungen

5 Es wird ein Verfahren zur Korrektur der Feldstärke von Hochfrequenzpulsen beschrieben, welche bei einer Magnetresonanz-Messung von einer Antenne (1) einer Magnetresonanz-Messeinrichtung ausgesendet werden. Hierzu wird der in der Antenne (1) beim Aussenden der Hochfrequenzpulse fließende Strom (I)
10 durch Variation einer in die Antenne (1) eingespeisten Leistung auf einen vorgegebenen Sollwert geregelt. Darüber hinaus wird eine Magnetresonanz-Messeinrichtung beschrieben, welche eine entsprechende Regeleinrichtung zur Regelung des in der Antenne (1) fließenden Stroms (I) aufweist.

15

FIG 1

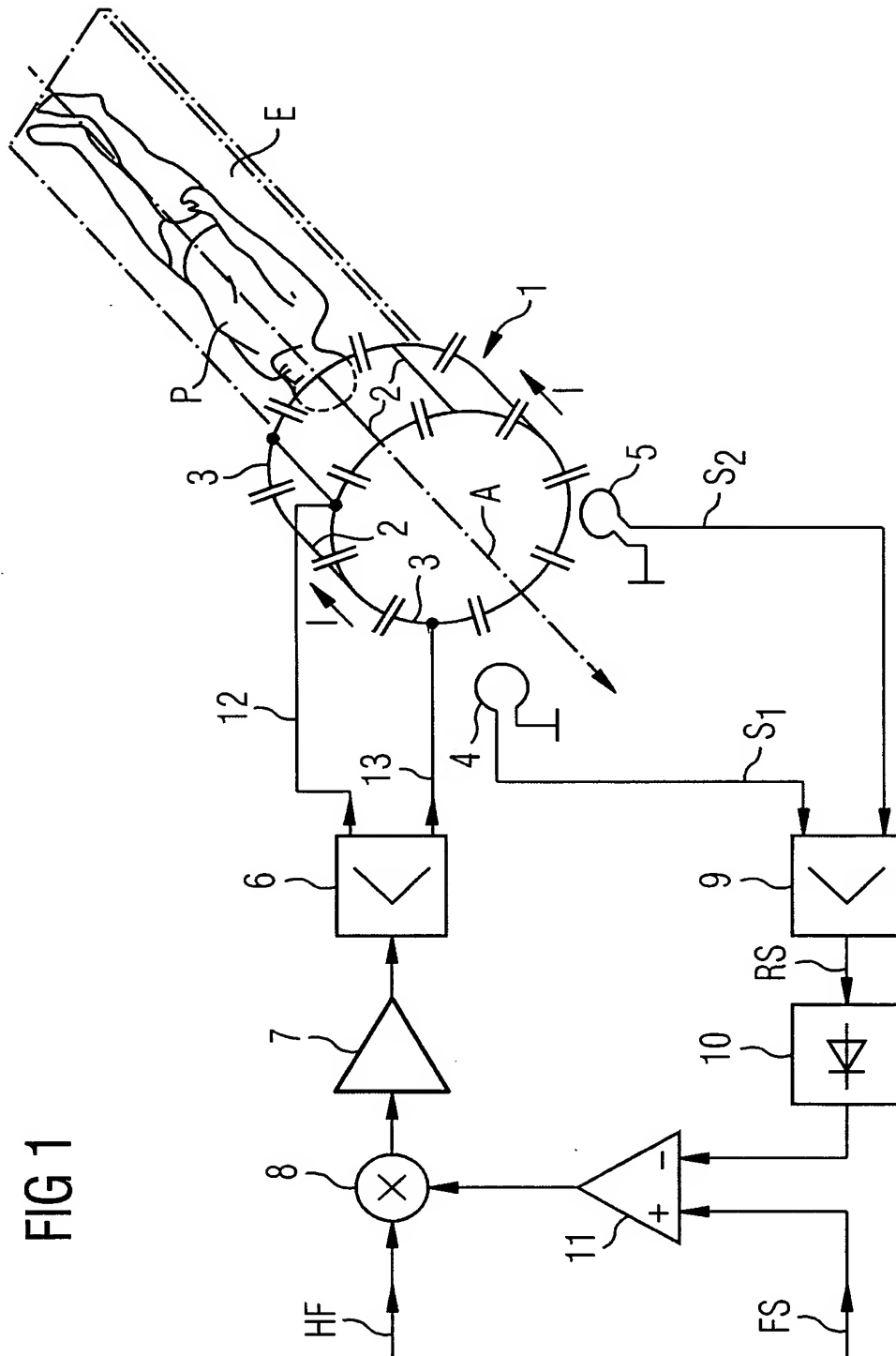


FIG 2

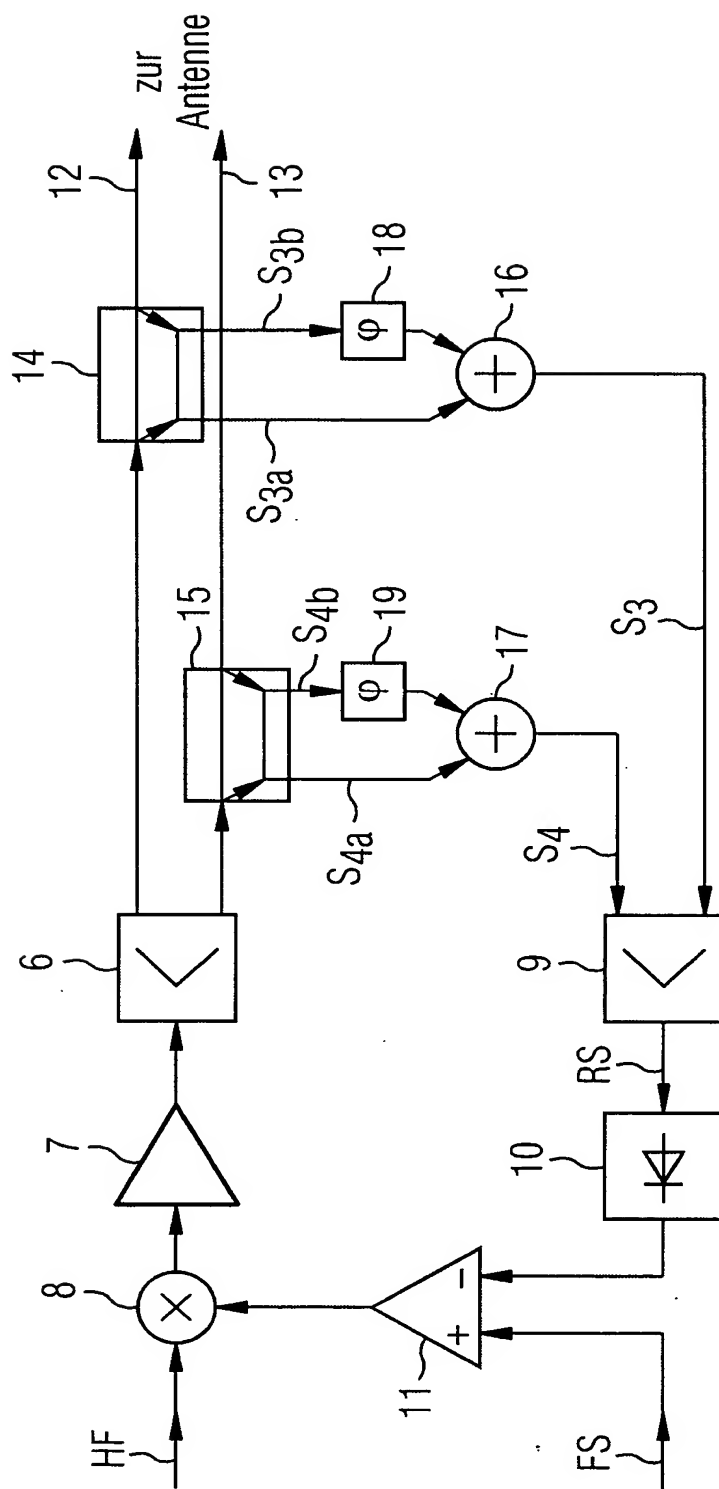


FIG 3

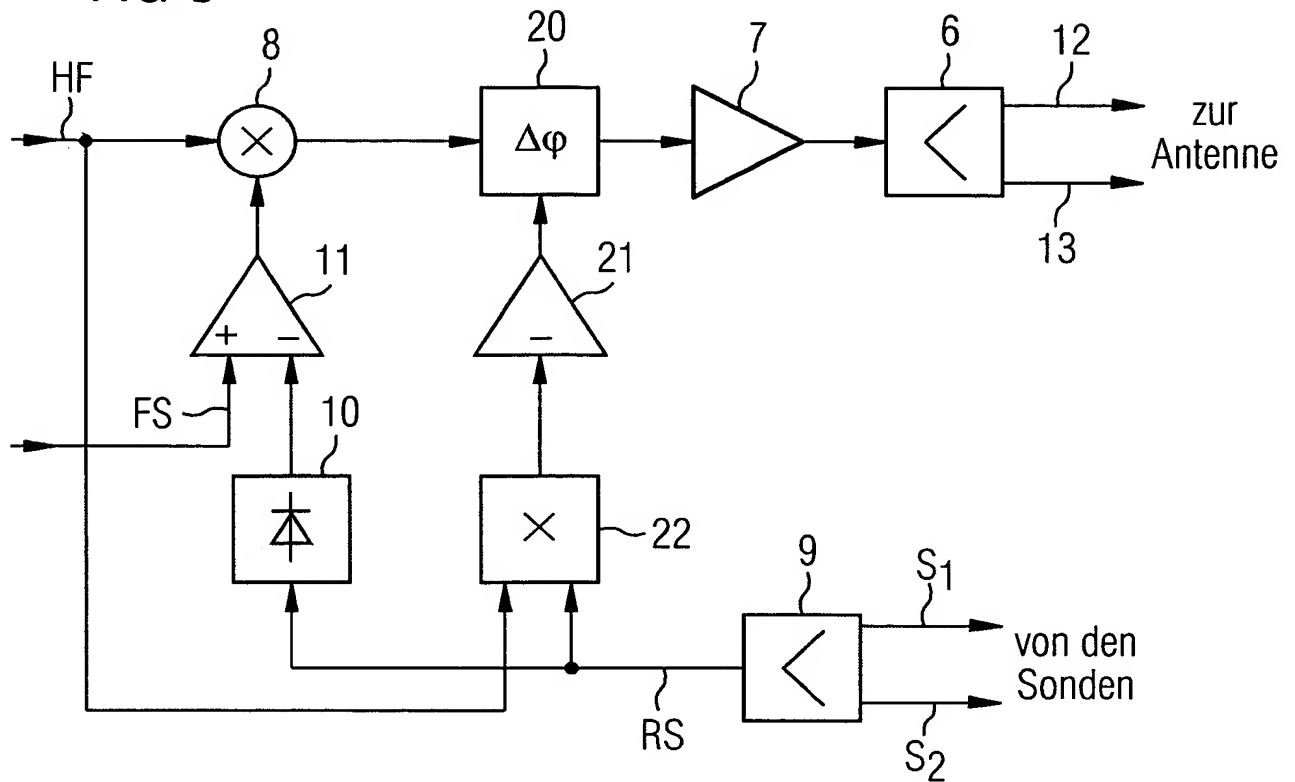


FIG 4

